

فصل دوم

صوت و فراصوت و کاربرد

فراصوت در سونوگرافی پزشکی

امواج:

امواج به طور کلی به دو دسته تقسیم می شوند: \hookrightarrow الکترومغناطیسی \hookrightarrow مکانیکی

۱- **الکترومغناطیس:** گسیل این امواج، وابسته به محیط مادی نیست و در خلاء هم انتشار می یابد.

۲- **مکانیکی:** برای گسیل نیاز به محیط مادی دارند و سرعت این امواج متأثر از مقدار چگالی محیط مادی است.

\hookrightarrow یکی از مهمترین انواع امواج مکانیکی، امواج صوتی هستند. اساس انتشار این امواج آشفتگی محیط است. به دو روش طولی و عرضی انتشار می یابد؛ به صورتی که در محیط، نقاط متراکم و منبسط ایجاد شود. همراه با آن انرژی نیز انتقال می یابد.

\hookrightarrow **توجه:** اگر راستای انتشار موج، عمود بر راستای ارتعاش آن باشد امواج عرضی و اگر راستای انتشار، هم راستا با راستای ارتعاش باشد امواج طولی هستند.

\checkmark **نکته:** صوت در سیالات مانند مایعات و گازها طولی و در جامدات عرضی منتشر می شود.

\hookleftarrow صوت مانند تمام امواج، در محیطی که در آن انتشار می یابد، سرعت خاصی خواهد داشت.

$$v = \sqrt{\frac{\rho}{k}} \quad \text{رابطه سرعت صوت در محیط}$$

در این رابطه ρ چگالی محیط و k ضریب تراکم پذیری یا فشردگی محیط است.

بنابراین رابطه هر چه چگالی محیط بیشتر باشد، سرعت صوت بیشتر و هر چه ضریب تراکم پذیری بیشتر، سرعت

صوت کمتر خواهد بود. بیشترین ضریب فشردگی را گازها دارند؛ بنابراین کمترین سرعت صوت مربوط به آنهاست.

سرعت صوت در هوا 343 m/s ، در آب 1500 m/s و در جامدات بیشتر است مثلاً در شیشه 4500 متر بر ثانیه

می باشد. در ماده سخت تر مثل فولاد 5000 m/s است.

امواج ایستا و رونده

امواج از نظر نحوه تشکیل، به دو نوع ایستا و رونده قابل تقسیم هستند:

① **موج ایستا:** وقتی دو موج با پارامترهای فیزیکی یکسان ولی در دو جهت مخالف به سمت هم فرستاده

می شوند، تداخل ایجاد می شود که حاصل آن، گره و پاد گره (شکم) است. شکم دارای بیشترین ارتفاع و بیشترین

ارتعاش می‌باشد و گره برعکس آن است. در این نوع از امواج، با گذشت زمان وضعیت ارتعاش ذرات تغییر نمی‌کند یعنی شکم همان شکم و گره همان گره باقی می‌ماند. به این نوع موج، موج ایستا گوئیم.

② موج رونده : وقتی یک تپ در یک مسیر مثل طناب ایجاد می‌کنیم، وضعیت ارتعاشی ذرات، تغییر می‌کند و این وضعیت وابسته به زمان است. به این نوع امواج، امواج رونده گوئیم.

فرکانس امواج صوتی

محدوده شنود انسان $20 - 20000 \text{ Hz}$ است. فرکانسهای پائین تر از این مقدار را فروصوت^۱ می‌گویند. بالاتر از 20000 Hz را فرا صوت^۲ می‌نامند که موجوداتی مثل خفاش (80000 Hz)، سگ (40000 Hz) و پروانه (170000 Hz) توانایی درک این امواج را دارند.

☑ **نکته:** امواج فروصوت در تشخیص امواج زلزله کاربرد دارند.

فرکانس‌های رایج پزشکی بالاتر از 1 MHz هستند که در تشخیص و درمان بیماریها کاربرد دارند. تاریخچه استفاده از امواج صوتی به سال ۱۹۱۲ باز می‌گردد که کشتی تایتانیک به خاطر نبود رادار در دریا غرق شد. از آن به بعد رادار اختراع شد که در آن از امواج فراصوت استفاده می‌شود. بعد از آن در سال ۱۹۱۷ دانشمندی به نام لانژون متوجه شد که امواج فراصوت بر سیستمهای بیولوژیکی تأثیر می‌گذارد. (اولین استفاده از امواج صوتی در بیولوژی)

قوانین هندسی صوت

صوت هم مانند تمام امواج، فرایندهای بازتاب و شکست را تجربه می‌کند. بنابراین قوانین خاصی بر این فرایندها حاکم است.

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_r} = \frac{c_1}{c_2} \quad \text{① قانون اسنل برای صوت:}$$

☞ توجه: قانون شکست در صوت برعکس نور است زیرا صوت، موجی مکانیکی است.

$$\begin{cases} \theta_i = \theta_c \\ \theta_r = 90^\circ \end{cases} \quad \text{② بازتابش کلی:}$$

^۱ - Infrasound

^۲ - Ultrasound

- ☞ در صوت بازتابش کلی در زوایای کوچک رخ می دهد برعکس نور که در زوایای بزرگتر رخ می دهد.
- ③ در نور از عدسی محدب برای همگرایی و مقعر برای واگرایی استفاده می کنیم. ولی از آنجایی که سرعت صوت به محیط مادی ای که در آن قرار گرفته، بستگی دارد، در مورد صوت از عدسی های آکوستیک^۱ محدب برای واگرایی و مقعر برای همگرایی استفاده می کنیم.

شدت صوت

ماهیت صوت از نظر فیزیکی با شدت صوت بیان می شود. شدت صوت مقدار انرژی است که در واحد زمان بر واحد سطح عمود بر راستای صوت وارد می شود. این کمیت را با I نشان می دهیم و طبق تعریف داریم:

$$I = \frac{P}{A} = \frac{P}{4\pi r^2} \left(\frac{J}{s \cdot m^2} = \frac{W}{m^2} \right)$$

🔔 **یادآوری:** صوت به صورت کروی منتشر می شود و سطح کره $4\pi r^2$ است.

☞ **توجه:** شدت صوت با عکس مجذور فاصله تغییر می کند. در این مورد داریم:

$$I \propto \frac{1}{r^2} \Rightarrow I = \frac{1}{2} \rho c A^2 \omega^2$$

🔔 در این فرمول c سرعت صوت، ρ چگالی محیط، A دامنه و ω بسامد زاویه ای موج است. ($\omega = 2\pi\nu$)

☑ حاصلضرب ρc ، امپدانس آکوستیکی محیط یا Z نام دارد که نشاندهنده میزان مقاومت ظاهری محیط در برابر پرتوهای صوتی و فراصوتی هستند.

$$P_{\text{otent}} = \frac{\text{انرژی}}{\text{زمان}}$$

🔔 **یادآوری:** توان مقدار انرژی در واحد زمان است.

☑ **توجه:** واحد امپدانس آکوستیکی (Z) رایل است که برابر 10^{-6} کیلوگرم بر مترمربع بر ثانیه می باشد.

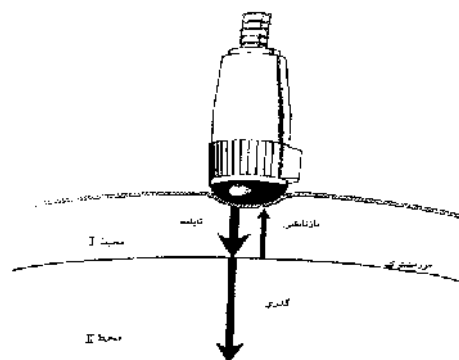
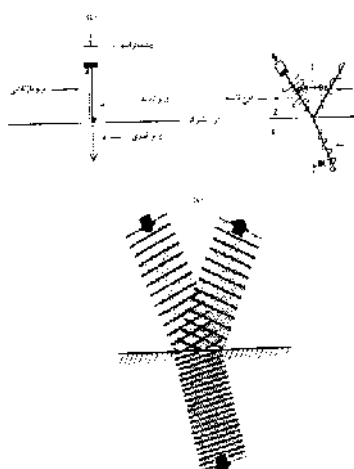
🔔 **توجه:** در مورد دیمانسینون Z داریم:

$$z = \rho c \Rightarrow \frac{Kg}{m^3} \times \frac{m}{s} = \frac{Kg}{m^2 \cdot s} = 10^6 \text{ Rayl}$$

$$1 \text{ Rayl} = 10^{-6} \frac{Kg}{m^2 \cdot s}$$

عبور و بازتاب فراصوت

اگر یک پرتو را که از یک محیط با امپدانس Z_1 وارد محیطی با امپدانس Z_2 می‌شود، دنبال کنیم می‌بینیم که وقتی به مرز دو محیط می‌رسد، مقداری از آن بازتاب می‌یابد و مقداری وارد محیط دوم می‌شود. جزء بازتاب یافته را Part-reflected یا به اختصار R و جزء عبور یافته را Part-transmitted یا به اختصار T گویند. در سونوگرافی همین پدیده رخ می‌دهد؛ چرا که در بدن بافت‌های متفاوت و در نتیجه مقاومت‌های متفاوت در برابر پرتوهای صوتی وجود دارد. این تفاوت موجب می‌شود در مسیری که پرتوهای فراصوت پیش می‌روند، یک سری از پرتوها بازتاب و بقیه عبور کنند. بازتاب، اساس سونوگرافی است. در سونوگرافی ابتدا پرتوهای فراصوت به بدن فرستاده می‌شوند، پرتوها پس از عبور از هر بافت و در هنگام رسیدن به مرز بافت دیگر مقداری بازتاب می‌یابند. این بازتاب‌ها یا اکوها با فواصل زمانی متفاوت بر می‌گردند با بررسی اکوها و فواصل زمانی آنها از بافت‌ها تصویربرداری صورت می‌گیرد. (تکنیک Pulse – Echo)



- مقادیر درصدی پرتوهای بازتاب شده از رابطه زیر محاسبه می‌شوند:

$$\%R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \cdot \cos \theta \times 100\%$$

◀ **توجه:** θ زاویه بین پرتو ورودی و خط عمود بر خط جدا کننده دو محیط است.

اهمیت θ اینست که تابش مناسب را به حد فاصل محیط های متفاوت مشخص می کند. ماکزیمم بازتاب، زمانی است که پرتو بر راستای سطح عمود است ($\theta = 0$). اهمیت این θ وقتی مشخص می شود که ما می خواهیم از بدن و بافتهای متفاوت آن، تصویر برداری کنیم. (روش سونوگرافی)

- مقدار درصدی پرتوی عبوری نیز از رابطه زیر بدست می آید:

$$\%T = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \cos \theta \times 100\%$$

روش های تولید فراصوت

۱- فاصله جرقه^۱

این روش منسوخ شده است و عموماً در پزشکی کاربرد ندارد. در این روش، لوله هایی طراحی می شود که در سر و انتهای خود دارای الکتروده هستند و درون آنها را با گازهای خنثی پر کرده اند (مانند لامپهای مهتابی یا لوله کروکس). بین دو الکتروده توسط ترانسفورماتور، یک اختلاف پتانسیل بوجود می آید. در اثر این اختلاف پتانسیل بالا، مولکولهای خنثی درون لامپ دچار هیجان الکتریکی شده و یونیزه می شوند. در نتیجه الکترون از هر اتم خنثی کنده می شود. بنابراین یونهای مثبت سنگین و الکترونهای آزاد پدید می آیند. در این بین یونهای مثبت سنگین در یک جریان متناوب به سمت قطب منفی (کاتد) حرکت می کنند و این حرکت به صورت ارتعاشی است که باعث ایجاد ارتعاش یا زلزله در محیط می شود. این زلزله یا آشفته گیها به مولکولهای هوا هم انتقال می یابد. حاصل این ارتعاش در مولکولهای هوا، انتقال انرژی و ایجاد فراصوت می باشد.

۲- مغناطیس تراکمی^۲

^۱ - Speak Gap

^۲ - Magneto Striction

این روش عموماً در صنعت کاربرد دارد. فلزات فرومغناطیس خاصیت مغناطیس و پارامگنتیک دارند. این خاصیت در فلزاتی چون آهن و نیکل وجود دارد. این فلزات دارای بلور فلزی خاصی هستند که هر کدام دارای گشتاور دوقطبی^۱ خاصی است. بلورها قابلیت حرکت حول این گشتاور را دارند. این بلورها در حالت عادی به صورت تصادفی در تیغه پراکنده و آرایش گشتاور آنها تصادفی است. حال اگر یک تیغه آهن و نیکل را در سیم پیچی با جریان متناوب و فرکانس بالا قرار دهیم، وقتی جریان متناوب ایجاد می شود، گشتاورها در جهت میدان مغناطیسی سیم پیچ، آرایش منظم می یابند. آرایش منظم باعث تغییر اندازه تیغه می شود و تیغه در سطح میکروسکوپی کوچکتر شده یا متراکم می شود. وقتی قطبین منبع عوض می شود، آرایش بلورها دوباره نامنظم شده و از لحاظ اندازه، منبسط می شود. سپس دوباره منظم شده و تیغه منقبض می شود. پس با فرکانس متناوب و تعویض میدان، این تیغه به طور متناوب منبسط و منقبض می شود، که باعث ایجاد و انتقال آشفستگی به مولکولهای هوا و ایجاد امواج اولتراسوند می شود.

☑ نکته: ماکزیمم فرکانسی که در این روش استفاده می شود، 10^5 Hz است که در پزشکی کاربردی ندارد.

۳- پیزوالکتریسیته^۲

پیزو (Piezo) از کلمه ای یونانی به معنای فشار گرفته شده است و اساس این روش آنست که فشار باعث ایجاد جریان الکتریکی شود.

در این روش برای تولید فراسوت از بلورهای پیزوالکتریک استفاده می شود. این روش در مهندسی پزشکی و صنعت کاربرد دارد. در این روش همانطور که گفته شد، فشار باعث ایجاد الکتریسیته می شود. برای این کار از مبدل (ترانس دیوسر) استفاده می شود. در واقع این ترانس دیوسرها فشار مکانیکی را به الکتریسیته تبدیل می کنند. مبدل ها در ساختمان خود دارای بلورهایی هستند که بر اساس آرایش منظم اتمهایشان دارای قابلیت پولاریزاسیون یا قطبش پذیری است.

یکی از این بلورهایی که در مبدل ها استفاده می شود و در طبیعت نیز یافت می شود، کانی کوارتز یا سیلیس (SiO_2) است که در آن Si جزئی بار مثبت (δ^+) و O جزئی بار منفی (δ^-) دارد و ساختار بلور آن به صورت یک

^۱ - Momentum

^۲ - Piezoelectricity

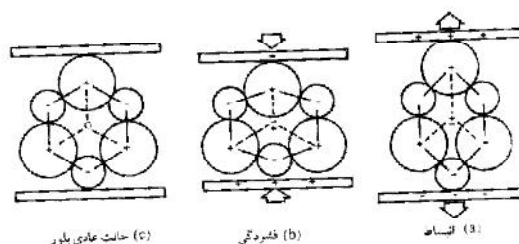
منشور ۶ وجهی (هگزاگونال) است که به ۲ هرم شش وجهی القاعده در بالا و پائین ختم می شود. مقطع این بلور شش ضلعی است و هر کدام از اقطار این شش ضلعی محور الکتریکی نام دارد. محوری که رئوس هرمها را به هم وصل می کند، محور نوری نام دارد. این بلور در جهت محورها نوری و الکتریکی خاصیت پولاریزاسیون دارد.

📌 **یادآوری:** پولاریزاسیون در مؤلفه الکتریکی نور رخ می دهد.

🔍 **توجه:** نام گذاری این محورها بر اساس این است که محور نوری به نور حساس تر بوده و باعث قطبش پذیری و تغییر جهت آن می شود. بنابراین ممکن است بلوری راست گرد باشد یا چپ گرد یعنی باعث پولاریزه شدن نور به سمت راست یا چپ شود. همچنین محورهای الکتریکی باعث پولاریزاسیون الکتریکی می شوند.

☑ **نکته:** محور الکتریکی محوری است در اثر فشار باعث پدیده پیزوالکتریسیته می شود.

✓ در روش پیزوالکتریسیته ، یکی از محورهای الکتریکی بلور را در نظر گرفته و عمود بر آن قطعه ای از بلور جدا می کنیم و بین دو الکترود با رسانایی بالا مثل نقره قرار می دهیم بطوریکه محور الکتریکی در جهت فشار باشد. در حالت عادی بلور در حالت تقارن الکتریکی صفر یا خنثی است. ولی با وارد آمدن فشار به آن، بلور از تقارن الکتریکی خارج می شود به این صورت که به علت از بین رفتن فاصله تعادلی بین اتمهای اکسیژن و سیلیسیم، تقارن الکتریکی کل سلول بلوری از بین رفته و بین نقاط مختلف آن اختلاف پتانسیل الکتریکی بوجود می آید. بنابراین بین دو الکترود هم اختلاف پتانسیل الکتریکی ایجاد می شود. حال با از بین رفتن فشار دوباره به حالت تقارن باز می گردد ولی در اثر انبساط دوباره از حالت تقارن خارج شده و دوباره بین نقاط مختلف آن اختلاف پتانسیل الکتریکی بوجود می آید؛ با این تفاوت که قطبهای این اختلاف پتانسیل برعکس شده اند. بنابراین دوباره بین دو الکترود اختلاف پتانسیل الکتریکی ایجاد می شود ولی این بار قطبین عوض شده اند. با تداوم این انبساط و انقباض ها اختلاف پتانسیل متناوبی بین دو الکترود خواهیم داشت و این همان ایجاد جریان الکتریسیته است. پیزو یعنی فشار در اینجا هم ابتدا فشار وارد شده و سپس الکتریسیته ایجاد می شود. اگر فشار را رها کنیم بطور تناوبی قطبین عوض می شوند. این همان پدیده پیزوالکتریسیته است.



✓ می توان این پدیده را عکس کرد یعنی با ایجاد جریان الکتریسیته متناوب انبساط و انقباضهای متوالی تولید کنیم که در این حالت Reverse Piezoelectricity نامیده می شود. در این روش الکترودها به جریان متناوب با فرکانس بالا وصل می کنیم در نتیجه بلور منقبض و منبسط شده و در محیط آشفته تولید می کند. انتقال این امواج به هوا فراصوت بوجود می آورد. پس پالسهای امواج U.S با روش Reverse Piezo.e بوجود می آید.

☑ نکته ۱: هر چه فرکانس منبع بیشتر باشد، فرکانس انقباض و انبساطها بیشتر خواهد بود و در نتیجه فرکانس U.S هم بیشتر خواهد بود.

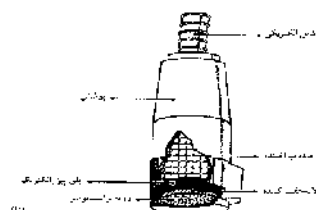
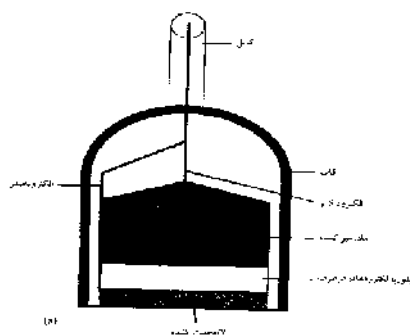
◀ توجه: امروزه در مبدلها از بلورهای مصنوعی هم استفاده می شود. به عنوان مثال عنصر زیرکونیم را به صورت زیرکونات سرب و عنصر تیتانیوم را بصورت تیتانات سرب و به شکل لایه های خیلی خیلی ظریف و بصورت کریستال در می آورند.

☑ نکته ۲: اساس تصویرگیری سونوگرافی ارسال پالسهای فراصوت و دریافت اکوی آنهاست. (Pulse-Echo)

☑ نکته ۳: فرایند تولید پالس با Reverse Piezo.e (الکتریسیته ← فشار) و دریافت اکو با Piezo.e است. (فشار ← الکتریسیته)

☑ نکته ۴: در ضربان سنج های پیزوالکتریک Piezo.e رخ می دهد. یک حسگر (بلور پیزو الکتریک) را روی ناحیه دارای زنب قرار می دهند و با سیگنالهای تولید شده از طریق روشهای دیجیتالی می توان تعداد ضربان را بدست آورد. (فشار ← الکتریسیته)

ترانسدیوسر^۱



این دستگاه، یک مبدل است که وظیفه آن تبدیل انرژی مکانیکی به الکتریکی و بالعکس است، مثل گوش انسان. هر ترانس دیوسر دارای یک قاب است. مهمترین قسمت آن بلور یا کریستال آن می باشد که ضخامتی کاملاً مشخص دارد و دو طرف آن دو الکترود وجود دارد که در دو طرف کانال مرکزی قرار دارند و سیگنالهای تولیدی را به کابل مرکزی منتقل می کنند. پشت الکترودها یک ماده درونی

از جنس اپوکسی یا رزینهای خاص قرار دارد که میراکننده است (Damping Material). این ماده باعث هدایت امواج تولید شده به بیرون قاب می شود، همچنین موجب می شود که پشت الکترودها خالی نشود و سبب می شود که امواج به سمت داخل برگردد و به طرف خاصی هدایت شود.

● امواج حاصل از ترانس دیوسر از نوع مکانیکی (صوت) هستند و می توانند باعث تخریب دستگاه شوند. علت استفاده از Damping Material همین است.

در زیر الکترودها هم لایه جفت کننده قرار دارد (Matching Layer). این لایه از جنس پارافین یا ژله است که بین الکترودهای خارجی و بافت بدن قرار می گیرد تا مانع از تخریب بافتها توسط امواج شود.

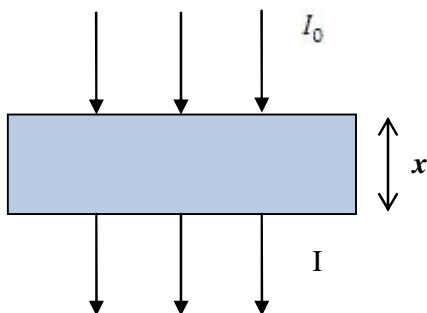
این لایه را One Quarter Wave Layer نیز می گویند زیرا ضخامتش $\frac{1}{4}$ طول موج پرتوهای ارسال شونده است.

جذب فراصوت

وقتی پرتوی صوتی به مرز دو محیط متفاوت می‌رسد، مقداری بازتاب یافته و مقداری وارد محیط جدید می‌شود. از پرتوی صوتی که از محیطی وارد محیط دیگری می‌شود به واسطه فاصله و ضخامت محیط جدید، از شدت آن کاسته می‌شود و به عبارت دیگر مقداری از آن جذب محیط می‌شود.

مثلاً در فیزیوتراپی امواج اولتراسوند جذب شده، گرما ایجاد می‌کنند و از این خاصیت برای درمان استفاده می‌شود. عمده‌ترین اثر امواج US، بصورت جذب این امواج در بافت خود را نشان می‌دهد. ۷۰ درصد انرژی موج جذب شده، بصورت گرما و ۳۰ درصد آن بصورت میکروماساژ مکانیکی (ماساژ مکانیکی در سطح میکروسکوپی) است. از این خاصیت در رفع ادم استفاده می‌کنند به طوری که میکروماساژ مکانیکی در بافت‌هایی که دچار ادم یا خیز (تجمع

آب میان بافتی) می‌شوند باعث پخش و پراکندگی آب در بین سلول‌ها می‌شود و آب در بافت به تعادل می‌رسد و ادم رفع و می‌شود. در اینجا ما قصد داریم تغییرات این جذب را بررسی کنیم و با توجه به شکل روبه رو خواهیم داشت:



$$\Delta I \propto -I_0 \Delta x$$

☑ **توجه:** علامت منفی بخاطر این است که هر چه x بیشتر باشد

شدت صوت خروجی کمتر است.

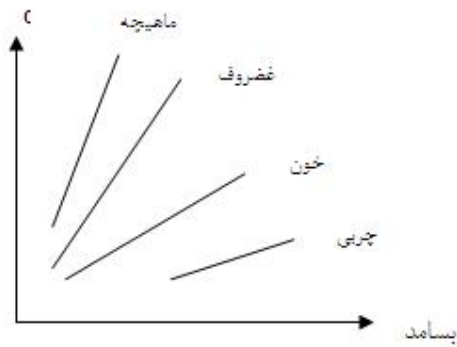
با محاسبه ضریب تناسب به رابطه زیر می‌رسیم:

$$\Delta I = -2\alpha I_0 \Delta x$$

☞ **توجه ۱:** α ضریب جذب خطی محیط است و واحد آن $\frac{1}{\text{cm}}$ می‌باشد. α برابر با مقدار شدتی است که به ازای

هر ۱ سانتیمتر از محیط کاهش می‌یابد. ضریب جذب به جنس محیط ارتباط دارد.

☞ **توجه ۲:** 2α ضریب جذب سطحی و برابر با مقدار شدتی است که به ازای هر ۱ سانتیمتر مربع تقلیل می‌یابد.



✓ نمودار روبرو مقایسه ی ضرایب جذب بافتهای مختلف بدن را نشان می دهد.

☞ حال اگر بخواهیم مقدار شدت صوت خروجی را بر حسب شدت ورودی محاسبه کنیم خواهیم داشت:

$$\Delta I = -2\alpha I_0 \Delta x \Rightarrow dI = -2\alpha dx I_0 \Rightarrow \int \frac{dI}{I_0} = \int -2\alpha \cdot dx \Rightarrow \boxed{\ln I = -2\alpha x + c}$$

✓ c ، مقدار ثابت انتگرال است. برای بدست آوردن این مقدار ثابت حالت خاصی را بررسی می کنیم که ضخامت

لایه صفر است و $I = I_0$ پس خواهیم داشت:

$$\begin{cases} x = 0 \\ I = I_0 \end{cases} \Rightarrow \boxed{c = \ln I_0}$$

پس معادله مقدار شدت صوت به این صورت خواهد بود:

$$\boxed{\ln I = -2\alpha x + \ln I_0}$$

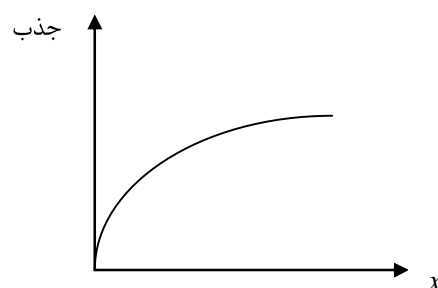
از تبدیل این صورت معادله خواهیم داشت:

$$\ln \frac{I}{I_0} = -2\alpha x \Rightarrow \frac{I}{I_0} = e^{-2\alpha x} \Rightarrow \boxed{I = I_0 e^{-2\alpha x}}$$

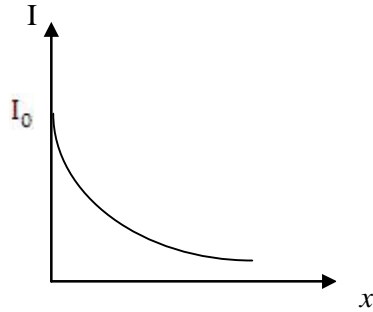
✓ با توجه به معادله بالا می توان گفت، نمودار تغییرات

شدت بر حسب ضخامت نزولی و نمایی خواهد بود.

☞ در ادامه به بررسی وضعیت نمودارها می پردازیم:



نمودار میزان جذب بر حسب ضخامت لایه



☑ نکته: همانطور که مشاهده می شود، با افزایش

ضخامت لایه (x) از شدت صوت کاسته می شود.

☑ دامنه پرتوی ورودی نیز در محیط جدید دستخوش

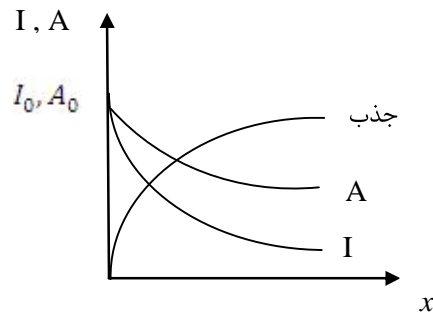
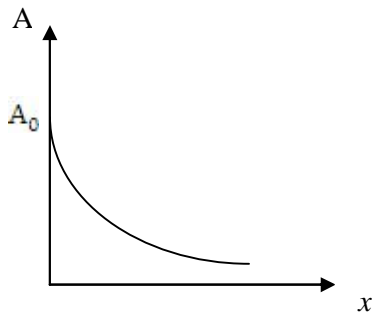
تغییراتی می شود ولی تغییرات آن نسبت به شدت

صوت کمتر است.

نمودار شدت پرتوی خروجی بر حسب ضخامت لایه

◀ در مورد دامنه ی پرتوی صوت خروجی نسبت به ضخامت و دامنه پرتوی ورودی داریم:

$$A = A_0 e^{-\alpha x}$$

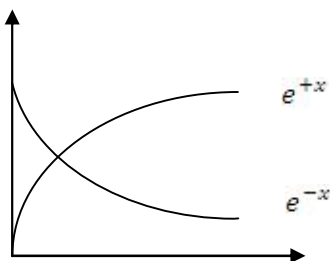


🔗 یادآوری: روابطی که به صورت $e^{\pm x}$ است نوعی از روابط نمایی یا اکسپوننسیال هستند.

این توابع بر حسب علامت x ، دو حالت دارند:

👉 e^{+x} : تابع نمایی و صعودی است.

👉 e^{-x} : تابع نمایی و نزولی است.



🔗 سوال: در چه ضخامتی شدت صوت خروجی، نصف شدت صوت ورودی می باشد؟

🔗 پاسخ: در این شرایط باید $I = \frac{I_0}{2}$ باشد پس خواهیم داشت:

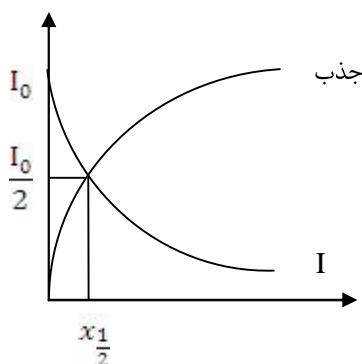
$$\begin{cases} I = I_0 e^{-2\alpha x} \\ I = \frac{I_0}{2} \end{cases} \Rightarrow \frac{I_0}{2} = I_0 e^{-2\alpha x} \Rightarrow \frac{1}{2} = e^{-2\alpha x_{\frac{1}{2}}} \Rightarrow \ln \frac{1}{2} = -2\alpha x_{\frac{1}{2}}$$

حال اگر $\ln \frac{1}{2} = -0.693$ باشد داریم:

$$x_{\frac{1}{2}} = \frac{0.346}{\alpha}$$

نکته: به مقدار $x_{\frac{1}{2}}$ ، ضخامت نیم جذب یا HVL (Half Value Layer) گویند. در این لایه، شدت موج ورودی نصف شده است یعنی نصف آن جذب شده است. بنابراین نقطه ای است که نصف پرتوی ورودی جذب

محیط شده است. (محل برخورد دو نمودار جذب و شدت)



توجه: توان عدد نپر (e) باید بدون واحد باشد. همانطور که حالا هم ندارد. ($-2\alpha x$)

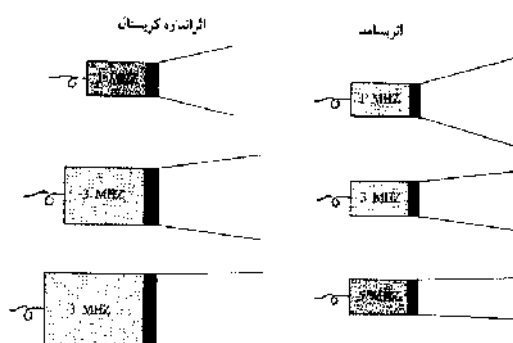
شاخصهای فراصوت

۱- ضخامت بلور یا کریستال

ضخامت بلور بر شدت صوت تولیدی آن تأثیر می گذارد. طبق اصل برهم نهی، تداخل امواج به دو صورت تخریبی و سازنده است. امواج US تولید شده در ترانس دیوسر، حاصل ضخامت بلور آن است. این ضخامت می تواند باعث برهم نهی امواج تولید شده و منجر به تشدید یا تخریب آنها شود. بدین ترتیب ضخامت بلور باعث تغییر شدت

اولتراسوند می شود. اگر ضخامت بلور، مضرب صحیحی از $\frac{\lambda}{2}$ باشد، این بلور دارای بیشترین حالت ارتعاشی یا نوسانی یا فرکانسی خودش است. این بیشترین ارتعاش بلور را بسامد رزونانس یا بسامد تشدید گویند.

کمترین ارتعاش بلور هم وقتی است که ضخامت آن مضرب فردی از $\frac{\lambda}{4}$ باشد. در این حالت تخریب موجهای تولیدی صورت می گیرد.



🔗 مثال: بررسی رابطه فرکانس و ضخامت

🔍 سوال: ضخامت بلور ترانس دیوسر برای تولید امواج US با فرکانس ۱ مگا هرتز در بافتی که سرعت US در آن ۵۰۰۰ متر بر ثانیه است، چقدر می باشد؟

🔗 پاسخ:

$$\begin{cases} v = 1\text{MHz} \\ c = 5000\frac{m}{s} \end{cases} \Rightarrow \lambda = \frac{c}{v} = \frac{5000}{10^6} = 5 \times 10^{-3} m = 5\text{mm}$$

$$d = \frac{\lambda}{2} = \frac{5}{2} = 2.5\text{mm}$$

بنابراین ضخامت بلور باید ۲/۵ میلیمتر باشد.

🔗 نتیجه: هر چه فرکانس مورد درخواست از اولتراسوند بالاتر رود، ضخامت بلور کمتر می شود.

$$\boxed{v \uparrow \quad d \downarrow}$$

نوع پرتوی مورد استفاده بر اساس فرکانس آن مشخص می شود. مثلاً در تشخیص های قلبی - عروقی از فرکانس ۳MHz استفاده می کنیم یا در تشخیص سیالاتی مثل جریان خون و ادرار از فرکانس ۱۰MHz استفاده می کنیم که این فرکانس بر اساس ضخامتهای بلور مورد استفاده تعیین می شود.

خود فرکانس و اندازه و شکل کریستال در نحوه حرکت امواج می تواند مؤثر باشد به ترتیب زیر:

افزایش فرکانس افزایش شدت موج ← جلوگیری از پراکندگی امواج

هرچه قطر سطح مقطع کریستال وسیعتر ← میزان پراکنش امواج کمتر

۲- جهت پذیری^۱

ساختار بلورهایی که امروزه در ترانس دیوسرها یافت

می شود بصورت موزائیک مانند است و سطح مقطع

بلور قطعه قطعه است و هر کدام از قطعه های آن به

عنوان یک منبع تولید US است. (منبع گسترده)

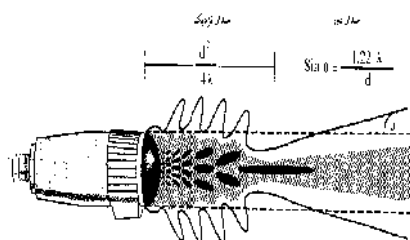
امواج از ترانس دیوسرها به صورت کرات متحد المركز

منتشر می شوند. بیشترین نواحی شدت و جهت پذیری

امواج در نواحی مرکزی است که حاصل تداخل امواج تولیدی از کل تکه های بلور است.

۳- میدان فراصوت

میدان فراصوت شامل ۲ ناحیه است: ① میدان نزدیک ② میدان دور



① **میدان نزدیک**: از محل تولید و انتشار پرتوها تا یک قسمت، ناحیه ای وجود دارد که پرتوها هنوز پراکنده

نشده اند و یا بیشترین جهتشان به سمت مستقیم است. این ناحیه را میدان نزدیک گویند. در این میدان

بیشترین تأثیر شدتی و بیشترین انرژی اولتراسوند (در واحد سطح بافت) را داریم. در بررسی های سونوگرافی

سعی می شود که میدان نزدیک افزایش یابد؛ چرا که در سونوگرافی هدف اینست که اکوهای مناسبی از بافت هدف صورت گیرد.

☑ **نکته:** هرچه قطر بلور بیشتر، پراکندگی کمتر و طول میدان نزدیک بیشتر است و تصویربرداری بهتری صورت می گیرد. برای محاسبه طول میدان نزدیک از رابطه زیر استفاده می کنیم: (d = قطر ترانس دیوسر)

$$N = \frac{d^2}{4\lambda} = \frac{(2R)^2}{4\lambda} = \frac{R^2}{\lambda}$$

② **میدان دور:** ناحیه ای است که در آنجا پرتوها واگرا می شوند و بین پرتوها و راستای افق یک زاویه بوجود می آید. اگر این زاویه پرتوها با راستای افق را θ بنامیم خواهیم داشت:

$$\sin \theta = \frac{1.22\lambda}{d}$$

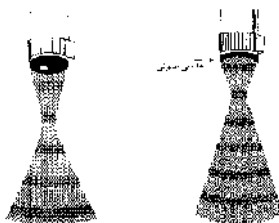
◀ **توجه:** ناحیه عبور از میدان نزدیک به میدان دور را میدان گذار می گویند.

کانونی کردن US: برای اینکه تأثیر شدتی US را در میدان نزدیک افزایش دهیم، می توانیم امواج US را بصورت کانونی در آوریم. کانونی کردن بصورت فیزیکی است. برای این کار یا خود کریستال بصورت مقعر طراحی می شود و یا از عدسی های مخصوص Acoustic استفاده می شود.

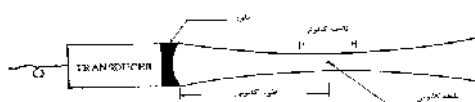
⚡ **توجه:** در پرتوهای فراصوت ما یک ناحیه کانونی داریم نه یک نقطه کانونی، چون ماهیت امواج فراصوت مکانیکی است. اثرات امواج اولترا سوند بسیار متفاوت است ولی یکی از اثرات مهم آن اثر مکانیکی آن است. مثلاً اگر ناحیه کانونی این امواج از $10 \frac{W}{cm^2}$ بیشتر باشد باعث تخریب بافت می شود. ولی از این اثر مکانیکی استفاده های دیگری هم می کنند. مثلاً در سنگ شکنها باید پرتوهای فراصوت را طوری متمرکز کنند که این پرتوها روی سنگی که می خواهند آن را پودر کنند، بیشترین اثر شوکی یا

فشاری را داشته باشند. پس سنگ باید در ناحیه کانونی قرار گیرد.

اندازه ناحیه کانونی با میزان انحنا و برش بلور تغییر می کند. در ضمن با روش های الکترونیکی هم می توان پرتوها را کانونی کرد. بدین



شکل (۹-۱) (۱-۲) میدان نزدیک و امواج آرایه ای



صورت که با تأخیری که در تحریک تکه های بلور بوجود می آید پرتوها کانونی می شوند. تفاوت های زمانی تحریک بلورها باعث کانونی کردن الکتریکی آنها می شود.

۴- قدرت تفکیک

قدرت تفکیک از مهمترین شاخص های تصویربرداریست. قدرت تفکیک دستگاه های تصویر برداری با هم تفاوت دارد. بر اساس المان یا عنصری که به عنوان اساس تصویرگیری استفاده می شود، قدرت تفکیک دستگاه های تصویربرداری مختلف هم با یکدیگر فرق می کند. مثلاً در تصویربرداری اشعه X ، عنصر یا المان اصلی در تصویربرداری بافت های مختلف بدن هستند که به صورتهای مختلف جذب اشعه ایکس را انجام می دهند و این نوع تصویرگیری را موجب می شوند. در MRI عنصر اساسی، پروتونهای اتمهای بدن هستند به همین دلیل دقت این روش بسیار بالاتر است چرا که در حد ذرات زیراتمی تصویربرداری می کنند. در تصویر برداری هسته ای (رادیواکتیویته) رادیو ایزوتوپها به عنوان المان اصلی استفاده می شوند.

هدف ما و اینکه چگونه و تا چه حد نیاز به تفکیک و تصویربرداری داریم، مشخص کننده نوع وسیله و ابزار مورد استفاده ماست. مثلاً برای بررسی متابولیسم از روش x -Ray استفاده نمی شود بلکه از رادیوایزوتوپها و تصویربرداری هسته ای استفاده می کنیم. در سونوگرافی قدرت تفکیک زیاد نیست ولی از همین مقدار برای تشخیص بافت های مختلف بدن استفاده می شود. در همین روش هم قدرت تفکیک بسیار مهم است.

تفکیک در اولتراسوند به ۲ صورت انجام می شود: \uparrow محوری Axial Resolution

\uparrow جانبی Lateral Resolution

امواج وقتی از دستگاه تصویربرداری وارد محیط بدن می شوند، می توانند بافت های پشت سرهم و کنار هم را از یکدیگر تفکیک کنند.

❶ **تفکیک محوری:** اگر بافت هایی که تفکیک می شوند، پشت سر هم باشند نوع تفکیک محوری خواهد بود.

❷ **تفکیک جانبی:** اگر بافت هایی که تفکیک می شوند، کنار هم باشند نوع تفکیک جانبی است.

❖ **مثال:** اگر قدرت تفکیک دستگاه ۱ میلی متر باشد یعنی دو لایه به فاصله ۱ میلی متر را جدا از هم تشخیص می دهد.

⚠ **توجه:** بدیهی است که هرچقدر میزان تفکیک بالاتر باشد، دقت تصویربرداری بیشتر خواهد بود.

🔊 **یادآوری:** روش غالب در تصویر گیری های سونوگرافی به صورت پالس - اکو است یعنی پالس فرستاده

می شود، دستگاه خاموش می شود و اکو را دریافت می کند.

پارامترهای موثر در قدرت تفکیک محوری

۱- (PRP) Pulse Repetition Period

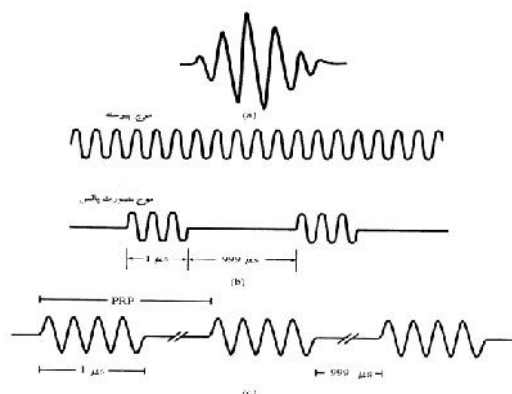
🔊 **یادآوری:** تقسیم بندی امواج بر اساس تفاوت تغییر دامنه

الف) موج میرا شونده (مستهلك): دامنه اش به مرور زمان کم می شود و به صفر میل می کند.

ب) موج نامیرا (غیر مستهلك): با گذشت زمان دامنه اش تغییر نمی کند.

تقسیم بندی امواج بر اساس نحوه امتداد نوسانها

الف) پیوسته ب) منقطع یا پالسی



☑ **نکته:** ما عمدتاً تلاش می کنیم که در سونوگرافی از امواج نامیرا و منقطع (پالسی) استفاده کنیم.

همانطور که قبلاً نیز اشاره شد، اساس سونوگرافی روش

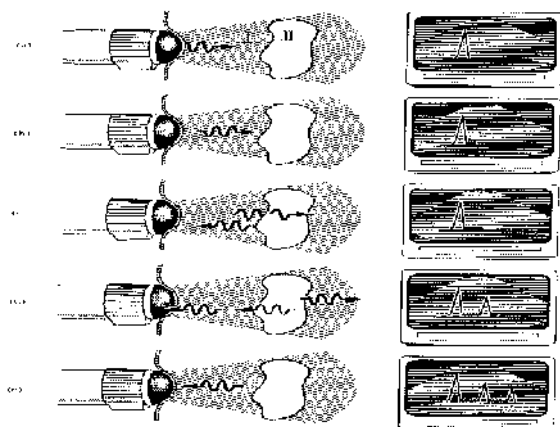
پالس - اکوست. در این روش ترانس دیوسر ابتدا پالس

فراصوتی را تولید می کند و می فرستد. این پالس ها

در حد مرز دو محیط متفاوت (بافتها)، مقداری بازتاب

می یابند و اکوها را تولید می کنند. ترانس دیوسر منتظر

می ماند تا بازتابها (اکوها) دریافت شود. در این فاصله



ترانس دیوسر هیچ پالس دیگری تولید نمی کند. پس

اساس تصویرگیری این است که ترانس دیوسر بصورت پالسی عمل می کند یعنی پالس فراصوتی را می فرستد و منتظر می ماند تا اکو را دریافت کنند. وقتی اکوها دریافت می شوند به سیگنال تبدیل می شود و ایجاد تصویر می کنند.

PRP یا Pulse Repetition Period به معنای مدت زمان بین آغاز یک پالس تا آغاز پالس بعدی است. پس PRP یک دوره زمانی است.

PRP خود به ۲ قسمت تقسیم می شود:

❶ **زمان پالس** Pulse Duration : مدت زمان یک پالس است و زمانی است که دستگاه روشن است.

❷ **زمان خاموشی** Delay Time : مدت زمانی است که دستگاه خاموش است و هیچ پالسی

فرستاده نمی شود.

بنابر این اگر زمان پالس را با Pt و زمان خاموشی را با Dt نشان دهیم، خواهیم داشت:

$$PRP = Pt + Dt$$

📌 مثال: اگر PRP، $1000\mu s$ باشد، Pt ۱ تا ۵ میکروثانیه و Dt ۹۹۵ تا ۹۹۹ میکروثانیه است.

۲- (PRF) Pulse Repetition Frequency

PRF به معنای فرکانس تکرار پالس است که تعداد پالس ها را در واحد زمان نشان می دهد.

☑ نکته: هرچه $P.d$ کوتاهتر باشد، قدرت تفکیک محوری بیشتر است.

📌 سوال: دلیل این پدیده چیست؟

📌 جواب: فرض کنید دو بافت نزدیک به هم که در فاصله چند میلی متری همدند، در معرض پرتوهای دستگاه

قرار بگیرند. وقتی از دستگاه پالسی فرستاده می شود از هرکدام از این بافت ها یک اکو ایجاد می شود یعنی یک اکو

از بافت اول و بدنال آن اکوی دیگری از بافت دوم به سمت دستگاه فرستاده می شود. اگر $D.t$ ها کم باشد ممکن است دستگاه اکوی اول را دریافت نکند و قبل از آن که اکوی دوم را که پشت سر آن دریافت کند بخاطر کم بودن $D.t$ سریعاً پالس بعدی را بفرستد. بدین ترتیب آن اکویی دوم که از بافت دوم فرستاده می شود با پالس ها تداخل ایجاد می کند و در نتیجه ما اکوی دوم را که مربوط به آن بافت نزدیک است دریافت نمی کنیم. نتیجتاً دو بافت از هم تفکیک نمی شوند.

نتیجه: وقتی $D.t$ زیاد شود یا $P.d$ کم شود، قدرت تفکیک محوری بیشتر می شود.

پارامترهای موثر در قدرت تفکیک جانبی

★ پهنای باند^۱

پهنای باند به معنای محدوده طیفی است که در خروج امواج فراصوت از دستگاه ترانس دیوسر ایجاد می شود. اگر فرکانس بهینه ما $3/5\text{MHz}$ باشد، چه بخواهیم و چه نخواهیم این فرکانس های خروجی از دستگاه یک محدوده یا طیفی را بوجود می آورند که به آن پهنای موج فراصوت می گوییم. پهنای باند به نحوه تراش و دقت تراش کریستال بستگی دارد. که هرچه این دقت بیشتر باشد، پهنای باند کمتر خواهد بود و برعکس.

☑ نکته: هرچه پهنای باند کمتر باشد، قدرت تفکیک جانبی بیشتر خواهد بود.

استفاده اولتراسوند در پزشکی

انواع روشهای تصویر برداری US

۱- Scan - A تک موج (تک دامنه)

اولین روشی است که در تصویرگیری استفاده می شود. نام دیگر آن، روش تک موج است. این روش را در پزشکی روش دامنه یا Amplitude Scan می گویند. اما در صنعت نیز کاربردهای زیادی دارد. اساس تصویرگیری در

این روش نیز تکنیک پالس - اکو است؛ یعنی پالس را

فرستاده و اکو را دریافت می کنیم. این روش در سیستم



های دریایی SONAR^۱ نام دارد. این روش در مکان یابی یا در تعیین عمق دریاها و اقیانوسها هم استفاده می شود. در این فرآیند یک پرتو اولتراسوند را به کمک ترانس دیوسر به داخل آب می فرستند این پرتو به رسوبات برخورد می کند و بازتاب می کند. بازتاب توسط دستگاه دریافت می شود. با داشتن زمان رفت و برگشت و با استفاده از رابطه $x = v \cdot t$ که در آن v سرعت فراصوت در آب و t

همان نصف زمان رفت و برگشت موج است، می توانفاصله یا عمق^۲ را بدست آورد. $(d = \frac{ct}{2})$ مثال دیگری از استفاده تک موج در بحث حفاری و در تعیین سفره های نفت یا آب زیرزمینی است که در آن پرتوها را به اعماق می فرستند. وقتی امپدانس اکوستیکی رسوبات تغییر می کند و یکباره به محیط مایع (نفت یا آبهای زیرزمینی) می رسد، اکوها را تولید می کند. فاصله دو اکویی که دستگاه نشان می دهد نشان دهنده ضخامت لایه نفتی یا لایه زیرزمینی است.

روش تک موج در پزشکی مختصراً A-Scan نامیده می شود. این روش، یک روش تصویربرداری به صورت تک بعدی است. یعنی ابتدا پالسها ارسال می شوند و اکوها دریافت می شوند. اکوها در دستگاه به سیگنال تبدیل می شوند و به صورت یک دامنه (تک موج) نمایش داده می شوند. پس اکوی اول، دامنه اول و اکوی دوم، دامنه دوم را ایجاد می کند و به همین ترتیب این روند ادامه دارد. نتیجتاً یک موج درست می شود. با تفسیر این موج و دامنه های آن که نشان دهنده تغییر محتوای محیط است، می توان از محل مورد بررسی تصویربرداری کرد.

👉 **توجه:** بطور کلی بافت در مسیر پرتوها : ① Echo genesis: غیر یکنواختی هستند که تولید اکو می کنند.

② Echo free: اکو تولید نمی کنند و یکنواختند.

به عنوان مثال کیسه صفرا را در نظر بگیرید. اگر در این کیسه صفرا یک سنگ بوجود آید یا ناخالصی داشته باشد، A-Scan اکوی ناخواسته را نشان می دهد یعنی وسط دو دامنه مشخص دامنه سوم بوجود می آید.

☑ **نکته:** پارامتری بنام TGC وجود دارد که باعث تقویت اکوها بر اساس زمان تأخیری که پشت سر هم دارد

می شود و لایه ها را پشت سر هم مرتب می کند.

۲- B - Scan (Brightness - Scan)

^۱ - Sound Navigation And Ranging

^۲ - Depth

این روش تصویر برداری، روشی دو بعدی است. در این روش هر کدام از اکوهای که در روش A-Scan تولید دامنه می کردند، تبدیل به یک نقطه درخشان بر روی مانیتور یا CRT می شوند. به عنوان مثال یک سطح مقطع دو بعدی بدن را در نظر بگیرید. ترانس دیوسر بر روی نمونه مورد نظر، حرکت داده می شود و پرتوهای فراصوت صادره از آن به نقاط مختلف بافت برخورد کرده و اکوی حاصل از آن پردازش شده و به صورت نقاط نورانی بر روی مانیتور نشان داده می شود. بدین ترتیب نقاط درخشان^۱ بر روی اسیلوسکوپ حک می شوند و از تجمع این نقاط، تصویر سطح مقطع، روی مانیتور منتقل می شود.

در این روش به جای اینکه هر دامنه یک اکو بدهد، هر دامنه یک نقطه را تولید می کند.

ایجاد تصویر به روش B-Scan به دو صورت امکان پذیر است:

۱- مکانیکی: در این روش خود ترانس دیوسر به صورت مکانیکی حرکت داده می شود.

۲- ترانس دیوسرهای ثابت و چرخش بلور به صورت Real Time روی محور.

۳- M-Scan (Motion Scan) یا اسکن حرکتی

در دو روش فوق، بافت مورد نظر تحرک نداشت. حال اگر بافت مورد نظر ما حرکت داشته باشد برای تصویربرداری از آن، از روش M-Scan استفاده می کنیم. برای درک بهتر نحوه عملکرد این نوع تصویربرداری، دو نقطه را در نظر بگیرید که یکی ثابت و دیگری در حال نوسان است. وقتی ترانس دیوسر را روی این لایه ها حرکت می دهیم، آن لایه ای که حرکت ندارد، یک خط صاف را نشان می دهد و آن لایه ای که جنبش دارد یک منحنی را ایجاد می کند. حال اگر این نقاط را در بدن و به صورت لایه هایی تصویربرداری کنیم، از نحوه حرکت منحنی اسکن شده از این لایه ها می توان نحوه جنبش بافت مورد نظر را بررسی کنیم. در این روش با مشاهده مانیتور یا اسیلوسکوپ که شکل دامنه را بر حسب گذشت زمان نمایش می دهد، می توان تعداد دامنه در واحد زمان را حساب کرد. به عنوان مثال ممکن است این ناحیه ای که جنبش دارد، دریچه قلبی باشد. یعنی باز و بسته شدن یکی از دریچه های قلبی را

سونوگرافی کنیم. با منحنی حاصل شده از روش M-Scan می‌توان میزان باز و بسته شدن دریچه مورد نظر را حساب کنیم و آن را با فرد سالم مقایسه کنیم.

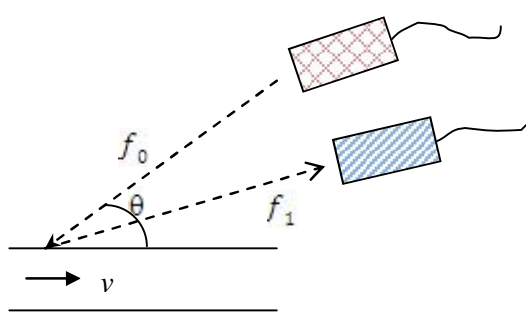
پس M - Scan در تشخیص‌های قلبی استفاده می‌شود و اساس اکوکاردیوگرافی^۱ همین روش است. این روش با EGC متفاوت است، زیرا الکتروکاردیوگرافی امواج PQRST قلب را نشان می‌دهد و این امواج هم نحوه پراکندگی حاصل از گره‌های الکتریکی قلب را نشان می‌دهند و اساس آن الکتریکی است ولی اساس M-Scan مکانیکی است.

☑ نکته: فرکانس مورد استفاده در این روش حدود ۳MHz می‌باشد.

۴- D - Scan (Doppler Scan)

اساس این روش تصویربرداری، پدیده فیزیکی دوپلر یعنی تغییر فرکانس ظاهری و واقعی (اختلاف فرکانس دوپلر) بر اساس وضعیت ناظر است. مثال این پدیده را در تغییر رنگ ظاهری سیاره‌ها به آبی و قرمز هنگام نزدیک شدن به زمین یا دور شدن از آن می‌بینیم. در واقع اساس این روش استفاده از تفاوت فرکانس هاست. روش D-Scan در تصویرگیری از سیالات بدن مانند عروق از جمله آئورت، نحوه عملکرد قلب، صفرا، دفع ادرین یا برای بررسی آمبولی یا لختگی در شریانهای خونی بکار می‌رود.

در این روش تصویربرداری، ما یک نماینده فرکانس دوپلر از جایی که قصد تصویربرداری از آن را داریم، انتخاب می‌کنیم؛ مثلاً یک گلبول قرمز که با سرعت v در حال حرکت است می‌تواند نماینده ما از یک رگ باشد. نوع امواج مورد استفاده، پیوسته است. در این روش دو پروب (ترانس دیوسر) وجود دارد. یکی از این دو فرستنده است که به



طور پیوسته موجها را می‌فرستد و دیگری، گیرنده ی اکوهای تولیدی است. تفاوت فرکانس در اکوها ثبت می‌شود و از این تفاوت برای تصویرگیری استفاده می‌شود. اختلاف فرکانس دوپلر ناشی از سرعت سیال است که

توسط دستگاه پردازش شده و به صورت دیداری یا شنیداری تبدیل می شود.

زاویه پروب نسبت به راستای حرکت سیال باید به صورت خاصی باشد. اگر ترانس دیوسر عمود بر سیال باشد، بین فرکانس ارسالی و دریافتی تفاوتی ظاهری وجود ندارد. یعنی اختلاف فرکانس دوپلر صفر است. برای ایجاد این اختلاف باید زاویه غیر از 90° باشد.

در این مورد و در رابطه با محاسبه تفاوت فرکانس دوپلر از رابطه زیر استفاده می کنیم:

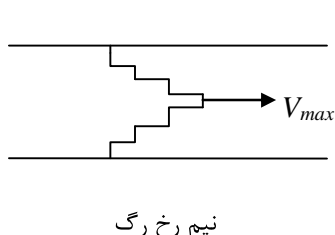
$$f_d = |f_1 - f_2| \Rightarrow f_d = \frac{2f_1 v}{c} \cos \theta$$

در رابطه فوق c ، سرعت فراصوت در بافت هدف و v سرعت سیال است.

نتیجه: هر چه سرعت سیال بیشتر اختلاف فرکانس دوپلر بیشتر است.

نکته: بهترین زاویه بین 30° تا 60° درجه است.

توجه: در تصویربرداری به روش D-Scan در سیالات، ما شاهد یک نیم رخ سرعت خواهیم بود چون سرعت سیالات در یک مجرا، در نواحی مختلف آن، متفاوت است. به عنوان مثال در یک رگ خونی، سرعت در نواحی داخلی تر بیشتر است. علت این امر هم اینست که در نواحی جداری به علت اصطکاک، سرعت تقلیل می یابد. پس f_d در لایه های میانی بیشتر است. به همین دلیل در تصویر حاصل، نواحی داخلی به رنگ آبی و بنفش دیده می شوند و لایه های خارجی تر چون فرکانس پائین تر دارند، قرمز و نارنجی نشان داده می شوند. پس تصاویر حاصل از این روش، تصاویری رنگی اند که در آن رنگهای مختلف ناشی از سرعتهای متفاوتند.



حال اگر در جریان سیال اختلال وجود داشته باشد، آن ناحیه کاملاً تیره است و تصویر ندارند چون اساس این روش، سرعت است. اگر سرعت داشته باشیم نمونه رنگی است؛ ولی اگر حرکت نباشد و سرعت نداشته باشیم، آن ناحیه تیره نشان داده می شود.

Duplex - ۵

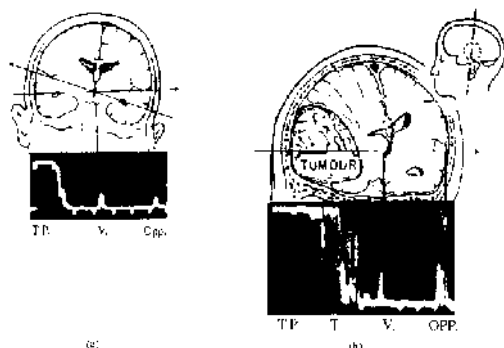
این روش تلفیقی است از روشهای B-Scan و D-Scan. در این روش از B-Scan برای نمایش ساختارها و اسکلت و از D-Scan برای نمایش شریانها استفاده می شود. این نوع از تصویربرداری مشاهده همزمان ساختارها و شریانها را برای ما امکانپذیر می سازد.

مثلاً اگر بخواهیم اسکلت ساختار قلب را طوری نشان دهیم که جریان خون و شریانها نیز در آن وجود داشته باشد. در این حالت روش B-Scan و D-Scan را تلفیق می کنیم. B-Scan، سطح مقطع یا ساختار قلب را نشان می دهد و D-Scan، وضعیت جریان خون را به نمایش می گذارد. بدین ترتیب هرگونه پس زدگی خون بین دهلیز و بطن و همچنین انقباض و انبساط ساختار قلب و جریان خون قابل تشخیص است.

انواع استفاده از روش های تک موج (A - Scan) در پزشکی

الف - اکوآنسفالوگرافی

امواج مکانیکی اولتراسوند در اکوآنسفالوگرافی به منظور



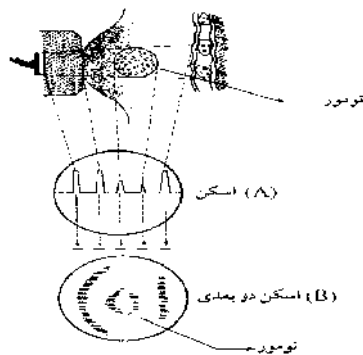
بررسی ساختارهای عصبی بصورت تک بعدی بکار می روند. در این روش امواج US به مغز فرستاده می شوند. نواحی که دانسیته آنها متفاوت است، در مرز خود تولید اکو می کنند. در سر اولین مرز، جمجمه است که اکوی اول را می

دهد و دامنه اول، ناشی از اکوی آن است. دومین مرز، ساختار میانی مغز^۱ است که عمدتاً شامل جسم سفید پینه ای که بسیار چگال است و چگالی آن از نیمکره ها بیشتر است، می شود. سومین مرز در قطب مخالف سر قرار دارد. بدین ترتیب از یک مجموعه طبیعی ۳ دامنه یا تک موج در منحنی اکوآنسفالوگرافی خواهیم داشت.

هرگونه تغییر در محتوای مجموعه باعث تغییرات امواج یا تعداد تک موجها می شود. مثلاً اگر یک سمت مجموعه ضربه بخورد و حالت آبکی پیدا کند، به نیمکره مغز فشاری وارد می شود و جابه جایی در ساختار میانی مغز اتفاق

می افتد . از طریق اکو این جابه جایی تشخیص داده می شود. این روش می تواند مکان لختگی یا هرگونه Abnormally را مشخص کند .

ب- بیومتری



با تعیین فواصل سطوح شکست چشم، می توان دوربینی و نزدیک بینی را تشخیص داد. برای این کار می توان از روش A-Scan استفاده کرد. به این ترتیب که از سطوح شکستی که نسبت به هم امپدانس اکوستیکی متفاوت دارند، اکوهای متفاوت دریافت می شود و منحنی تک موج خاصی از چشم ایجاد می شود. حال می توان با استفاده از این منحنی فواصل

سطوح شکست را محاسبه کرد. مثلاً می توانیم بگوییم فاصله بین دو سطح قرینه و سطح جلوئی عدسی چقدر است. هرگونه تغییر در این منحنی نیز می تواند نشاندهنده نوعی ناهنجاری در چشم باشد.

⊗ **توجه:** در سونوگرافی چشم نمی توان پروب را بطور مستقیم روی قرینه قرارداد. به این منظور از یک لایه جفت

کننده مانند استوانه آب استفاده می شود.

☺ **توجه:** از A – Scan و B – Scan برای تشخیص تومورهای پستانی استفاده می شود.

صدمات امواج فراصوت

صدماتی که امواج فراصوت در محیطهای بیولوژیک دارند، به سه صورت می تواند باشد:

الف) شیمیایی ب) حرارتی ج) مکانیکی

الف) صدمات شیمیایی

بیشترین اثر شیمیایی پرتوهای الکترومغناطیسی و مکانیکی در محیطهای بیولوژیکی جهش^۱ است که به دو صورت رخ می دهد: ☞ اثر مستقیم ☞ اثر غیر مستقیم

① اثر مستقیم: در این شیوه، امواج به صورت مستقیم بر DNA یا همان ماده ژنتیک سلول اثر می گذارند. وقتی که ساختار دو رشته ای DNA به صورت مستقیم در مقابل امواج مکانیکی و یا الکترومغناطیسی قرار می گیرد، به دو صورت تک رشته ای (SSB) یا دو رشته ای (DSB) شکسته می شود. براساس اینکه DNA، تک رشته ای و یا دو رشته ای شکسته شده باشد، امکان ترمیم آن متفاوت خواهد بود. اگر DNA بصورت تک-رشته شکسته شده باشد، چون هنوز زنجیره مقابل آن وجود دارد، امکان ترمیم زنجیره وجود دارد.

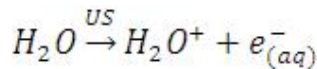
☑ **نکته:** شکست DNA عمدتاً از گروه فسفات نوکلئوتیدها، صورت می گیرد.

Single Strand Break (SSB)، شکست یک رشته از DNA است که در بدن با سرعت بالایی اتفاق می افتد. چون سیستم ترمیم بدن، یک سیستم بسیار سریع است، عموماً جهشهایی از این نوع ترمیم می شوند. Double Strand Break (DSB)، به نوعی اطلاق می شود که هر دو رشته DNA شکسته می شوند. در این مورد چون زنجیره مقابل وجود ندارد، امکان ترمیم وجود ندارد و این شکست می تواند منجر به جهش های مختلفی شود که این جهش ها هم می توانند اثرات متفاوتی داشته باشند.

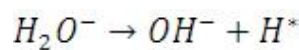
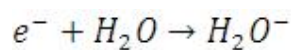
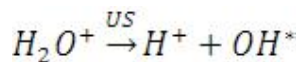
② اثر غیر مستقیم: امواج مکانیکی یا الکترومغناطیسی می توانند بر آب تأثیر بگذارند و رادیکالهای آزادی ایجاد کنند که این رادیکالها باعث تغییرات شیمیایی از جمله جهش در بافتهای زنده شوند.

رادیکال آزاد، بنیانی است که دارای یک الکترون آزاد غیر پیوندی است. به همین دلیل دارای قدرت واکنش بالایی است. امروزه دلیل عمده سرطانها، تشکیل رادیکالهای آزاد در بدن و اثر تخریبی آنهاست. مهمترین رادیکالهای آزادی که در بدن تشکیل می شوند، رادیکالهای H^* و OH^* هستند که عمدتاً در اثر تجزیه آب تشکیل می شوند. این رادیکالها تأثیرگذارترین رادیکالها در بدن هستند.

با تابش امواج مکانیکی یا الکترومغناطیسی به آب، مولکولهای آب رادیالیز می شود:



H_2O^+ حاصل از رادیولیز آب نیز می‌تواند دوباره رادیولیز شود و یک رادیکال OH^* را ایجاد کند. این رادیکال بسیار ناپایدار است و نیمه عمر پائینی دارد. همچنین می‌تواند در قالب پراکسید هیدروژن ساختارهای بیولوژیک بدن را مورد حمله قرار دهد. $e_{(aq)}^-$ هم می‌توان با مولکول آب ترکیب شود و رادیکال H^* را ایجاد کند. بدین ترتیب امواج فراصوت به شیوه غیرمستقیم باعث تغییرات شیمیایی در بدن می‌شوند.



◀ **توجه:** DSB از دو طریق می‌تواند ایجاد شود؛ از طریق تاثیر مستقیم پرتو و یا غیر مستقیم از طریق اینکه، پرتوها ابتدا آب را هیدرولیز می‌کند و رادیکال آزاد حاصل از شکست آب باعث شکست DNA می‌شود.

(ب) صدمات حرارتی

صدمات حرارتی اولتراسوند، عموماً باعث ضایعات بافتی می‌شود. وقتی که اثر شدتی پرتو اولتراسوند در بدن افزایش پیدا می‌کند، این پرتوها باعث سوزش بافت می‌شوند. به طور مثال وقتی که اثرات شدتی آنها از ۱۰ وات بر سانتیمتر مربع بیش‌تر می‌شود باعث سوختگی بافت می‌شوند.

(ج) اثرات مکانیکی

این اثر از دو اثر دیگر امواج اولتراسوند مهم‌تر است. امواج فراصوتی که استفاده می‌کنیم، امواجی هستند که گسیل طولی دارند و در مسیر خود یک سری مناطق کم فشار و یک سری مناطق پرفشار متوالی ایجاد می‌کنند. از طرفی در تمام مایعات بدن، یک سری حبابهای گازی بصورت محلول وجود دارد. حال اگر این حبابها در نقاط کم فشار مایعات بدن، تحت تاثیر پرتوهای اولتراسوند قرار بگیرند، بر اساس قانون هنری به هم می‌پیوندند و حفرات یا حبابهای بزرگتری را ایجاد می‌کنند. به این پدیده حفره سازی^۱ می‌گویند.

پس یکی از اثرات مکانیکی امواج فراصوت، حفره سازی است. اثر مثبت این فرایند در سنگ شکنی کلیه نمایان می شود. در سنگ شکنی، در اثر امواج مکانیکی اولتراسوند، حفرات و حبابهای داخل سنگ طبق این پدیده بهم می پیوندند و حفره های بزرگی را در سنگ ایجاد می کنند که باعث تخریب و فروپاشی سنگ از درون می شود. یکی از اثرات مکانیکی منفی امواج فراصوت هم تخریب گلوبوبهای قرمز و تجزیه آنهاست چرا که باعث تخریب غشای سلول و تخریب کل سلول می شود.

🔗 **قانون هنری:** در مورد انحلال گازها در مایعات، هر چه فشار گاز بالاتر باشد مقدار گاز حل شده در مایع هم بیشتر می شود. به عبارتی دیگر هر چه فشار گاز بالاتر باشد، میزان حلالیت گاز در مایع بیشتر است و بالعکس.